

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-008343

(43)Date of publication of application : 13.01.1992

(51)Int.Cl.

A61B 1/00  
G02B 23/24

(21)Application number : 02-109698

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 25.04.1990

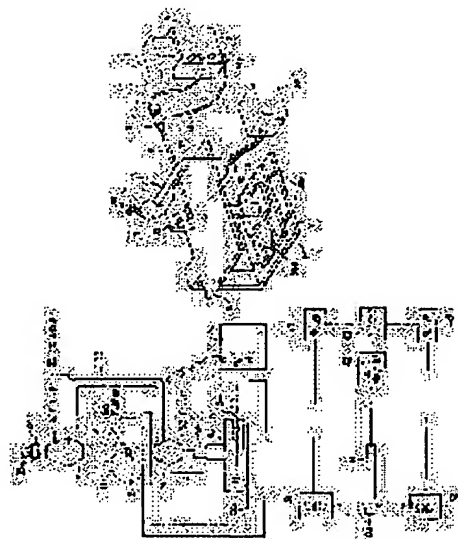
(72)Inventor : YAMAGUCHI TATSUYA  
UEDA YASUHIRO  
TAKEHATA SAKAE  
ADACHI HIDEYUKI  
NAKAMURA TAKEAKI  
GOTANDA SHOICHI  
HAYASHI MASAOKI

## (54) INSERTING DEVICE INTO TESTEE BODY

## (57)Abstract:

PURPOSE: To improve guidance controllability while making an insertion part magnetically guidable by providing a plurality of magnetic force generating parts which can generate magnetic force, so that acting force on a guided part of the insertion part is balanced to at least one direction, and further integrally move at least two-dimensionally.

CONSTITUTION: In the case of magnetically guiding an insertion part 8, a coil of an electromagnet is energized so as to generate an S pole in a side of a patient 9 by an upper head 31 and an N pole in the side of the patient 9 by a lower head 32. Positions of the heads 31, 32 are adjusted by holding a grip 34 so as to place a point end part 8a in a position where acting force on it, that is, gravitational force and each up/down directional magnetic force are balanced in at least one direction. An output of a sensor is detected by an output detecting part 42 by providing the sensor, for detecting a change of a magnetic field, in the point end part 8a, and magnetic force by each head 31, 32 is adjusted by controlling power supplies 44, 45, for energizing the coil of the electromagnet of each head 31, 32, by a controller 43.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11) 特許番号

特許第3017770号  
(P3017770)

(45) 発行日 平成12年 3 月13日 (2000. 3. 13)

(24) 登録日 平成11年12月24日 (1999. 12. 24)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

A 6 1 B 1/00

3 2 0

A 6 1 B 1/00

3 2 0 Z

G 0 2 B 23/24

G 0 2 B 23/24

A

請求項の数 3 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願平2-109698

(22) 出願日 平成2年 4 月25日 (1990. 4. 25)

(65) 公開番号 特開平4-8343

(43) 公開日 平成4年 1 月13日 (1992. 1. 13)

審査請求日 平成9年 3 月28日 (1997. 3. 28)

(73) 特許権者 999999999

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号

(72) 発明者 山口 達也

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号 オ

リンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 植田 康弘

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号 オ

リンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 竹端 栄

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号 オ

リンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 999999999

弁理士 伊藤 進

審査官 松本 征二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体内挿入装置

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部の少なくとも一部に設けられ、磁氣的に誘導される被誘導部と、被検体外に設けられ、前記被誘導部に作用する磁力を発生する磁力発生手段とを備えた被検体内挿入装置において、

前記磁力発生手段は、前記被誘導部に作用する力が少なくとも 1 方向についてつり合うように磁力を発生可能であり、且つ、該磁力発生手段によりつり合いが制御されない方向に、該磁力発生手段を移動させる移動手段を有することを特徴とする被検体内挿入装置。

【請求項 2】前記挿入部は、カプセル型の内視鏡であることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内挿入装置。

【請求項 3】前記磁力発生手段の少なくとも 1 方向に、交流磁界を発生させ、前記挿入部の先端を振動させる手

2

段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内挿入装置。

【発明の詳細な説明】

〔産業上の利用分野〕

本発明は、挿入部を磁氣的に誘導する被検体内挿入装置に関する。

〔従来の技術〕

近年、医療分野及び工業分野において内視鏡が広く用いられるようになった。

前記内視鏡による検査あるいは診断を行うためには、挿入部を体腔内等に挿入することが必要になる。この場合、挿入経路が屈曲している場合が多いので、挿入作業に熟練した術者でないと、挿入に時間がかかることがある。

これに対処するに、特開昭55-133237号公報や西独特

許出願公開第1262276号等に示されるように、内視鏡の挿入部に強磁性体あるいは磁石を設け、この挿入部を体外から磁氣的に誘導することが提案されている。

〔発明が解決しようとする課題〕

しかしながら、特開昭55-133237号公報に示される装置では、外部の磁界発生装置が1方向に移動可能になっているものの、他の方向については外部磁界の強度を変化させて誘導をコントロールするため制御性が悪いという問題点がある。

また、西独特許出願公開第1262276号に示されるように単に磁力の吸引力を利用する場合には、体外の磁力発生手段と挿入部に設けられた磁石または強磁性体との間の1方向の吸引力を用い、例えば患者の腹の上から強力磁石等の磁力発生手段を操作して挿入部を誘導していた。しかしながら、体表方向への牽引力では、挿入部が体腔壁に食い込むように牽引されるため、挿入部を体腔内の深部へ挿入しずらく、また、体外の磁力発生手段と挿入部の距離により吸引力が大きく異なり、誘導の制御性が悪いという問題点がある。

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、挿入部を磁氣的に誘導できると共に、誘導制御性を向上させた被検体内挿入装置を提供することを目的としている。

〔課題を解決するための手段〕

本発明の被検体内挿入装置は、被検体内に挿入される挿入部と、前記挿入部の少なくとも一部に設けられ、磁氣的に誘導される被誘導部と、被検体外に設けられ、前記被誘導部に作用する磁力を発生する磁力発生手段とを備えたものにおいて、前記磁力発生手段が、前記被誘導部に作用する力が少なくとも1方向についてつり合うように磁力を発生可能で、且つ、該磁力発生手段により、つり合いが制御されない方向に該磁力発生手段を移動させる移動手段を有するものである。

〔作用〕

本発明では、複数の磁力発生部による磁力によって、被誘導部に作用する力を少なくとも1方向についてつり合わせることが可能となる。そして、このつり合いの状態で、複数の磁力発生部を一体的に少なくとも2次元的に移動させることにより、挿入部が誘導される。

〔実施例〕

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

第1図ないし第12図は本発明の第1実施例に係り、第1図は内視鏡装置の側面図、第2図は内視鏡装置の斜視図、第3図は内視鏡の挿入部の先端部を示す断面図、第4図は大腸を示す説明図、第5図は本実施例の変形例を示す説明図、第6図は挿入部の位置決め手段の構成を示すブロック図、第7図及び第8図はそれぞれ挿入部の先端部に設けられた磁界検出手段を示す説明図、第9図は挿入部の位置検出手段の構成を示す説明図、第10図は反発力によって挿入部を誘導する場合を示す説明図、第11

図は反発力によって挿入部を誘導する場合の挿入部の先端部の他の例を示す説明図、第12図は反発力及び吸引力を用いて挿入部を誘導する場合を示す説明図である。

第1図及び第2図に示すように、本実施例の内視鏡装置1は、ファイバスコープである内視鏡2と、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、前記内視鏡2の接眼部4に装着されるTVカメラ5と、このTVカメラ5に対する信号処理を行うカメラコントロールユニット（以下、CCUと記す。）6と、このCCU6から出力される映像信号を入力して被写体像を表示するTVモニター7と、前記内視鏡2の挿入部8が挿入される患者9が置かれるベッド10の周囲に配設された磁力発生装置11と、前記磁力発生装置11に電力を供給する電源30とを備えている。

前記内視鏡2は、可撓性を有する細長の挿入部8を有し、この挿入部8の後端に太幅の操作部13が設けられ、この操作部13の頂部（後端部）に接眼部4が設けられている。また、操作部13の側部かつライトガイドテーブル14が延設され、このライトガイド14の先端に、前記光源装置3に着脱自在に接続されるコネクタ14aが設けられている。

第3図に示すように、前記挿入部8の先端部8aは、硬性の先端構成部19を有し、この先端構成部19の後方に、湾曲可能な湾曲部21が設けられている。前記先端構成部19の先端面には、照明窓及び観察窓が設けられている。前記照明窓の内側には、配光レンズ15が設けられ、この配光レンズ15の後端にライトガイド16が設けられている。このライトガイド16は、前記挿入部8及びライトガイドケーブル14内を挿通され、入射端部は前記コネクタ14aに接続されている。そして、前記光源装置3内の図示しないランプで発光された照明光は、図示しないコンデンサレンズによって集光されて前記ライトガイド16の入射端に入射し、このライトガイド16及び配光レンズ15を経て前記照明窓から前方に出射されるようになっている。

また、前記観察窓の内側には、対物レンズ24が設けられ、この対物レンズ24の結像位置に、イメージガイド25の先端面が配置されている。このイメージガイド25は、前記挿入部8及び操作部13内を挿通され、後端部は接眼部4内の図示しない接眼レンズに対向している。そして、前記照明光で照明された被写体の光学像は、対物レンズ24によってイメージガイド25の先端面に結像され、このイメージガイド25によって接眼部4に伝達され、この接眼部4の接眼レンズを介して拡大観察されるようになっている。

また、前記接眼部4に装着されるTVカメラ5は、前記接眼レンズに対向する図示しない結像レンズと、この結像レンズの結像位置に配置された図示しない固体撮像素子、例えばCCDとを備えている。そして、前記接眼部4に伝達された光学像は、前記結像レンズによってCCD上に結像され、このCCDによって光電変換されるようにな

っている。このCCDの出力信号は、CCU6に入力されて信号処理されて映像信号に変換され、この映像信号を入力するTVモニター7に被写体像が表示されるようになっている。

前記先端部8aに隣接する湾曲部21は、関節駒22, 22, …を互いに回動自在に連結して構成され、上下方向とか左右方向に湾曲自在であり、操作部13に設けた図示しない湾曲ノブを回動することにより、任意の方向に湾曲できるようになっている。この湾曲部21は可撓性の外被で被覆されている。

また、第1図及び第2図に示すように、前記挿入部8の先端部における先端構成部19とこの先端構成部19に取り付けられたフード20の少なくとも一方は、被誘導部となるように、上側がN極、下側がS極となるように磁化された永久磁石で構成されている。挿入部8のそれ以外の部分は、磁力により引き付けられない非磁性体（アルミニウム、銅系合金、プラスチック等）で構成されている。

また、患者9が水平に載置されるベッド10は木製等、非磁性材料で構成されている。

このベッド10の周囲には、磁力発生装置11が設けられている。この磁力発生装置11は、前記ベッド10の下側に配置された下ヘッド32と、患者9を挟んで前記下ヘッド32と対向するように配置された上ヘッド31と、この両ヘッド31, 32を連結するアーム33とを備えている。前記下ヘッド32は、上下動可能なピストン52上に設けられ、上下方向（Z方向とする。）に移動可能になっている。このピストン52の下部は可動台53上に固定されている。この可動台53は、第2図に示すように、ベッド10の長手方向（X方向とする。）に沿ったレール54a, 54aを有するベース54上に、前記レール54a, 54aに沿って移動可能に取り付けられている。前記ベース54は、前記X方向及びZ方向に直交するY方向に沿ったレール55a, 55aを有するベース55上に、前記レール55a, 55aに沿って移動可能に取り付けられている。尚、前記ベース55はベッド10と一体化されている。このように、アーム33及び両ヘッド31, 32は、X, Y, Zの任意の方向に移動できるようになっている。

また、前記両ヘッド31, 32は、それぞれ、前記電源30によって通電されることにより磁界を発生する電磁石を有している。前記上ヘッド31上には、グリップ34が設けられ、このグリップ34を把持して両ヘッド31, 32を一体的に移動できるようになっている。前記グリップ34には、複数のスイッチ35が設けられ、このスイッチ35を操作することにより、前記ヘッド31, 32内の電磁石のコイルに通電する電流の向きを反転させたり、電流を変化させたり、あるいは通電を停止したりすることができるようになっている。

次に、以上のような構成された本実施例の作用について説明する。

内視鏡2の挿入部8を患者9の体腔内にある程度挿入した後、挿入部8を磁氣的に誘導する場合は、例えば、第1図に示すように、上ヘッド31は患者9側にS極を生じ、下ヘッド32は患者9側にN極を生じるように、各ヘッド31, 32の電磁石のコイルに通電する。これにより、先端部8aの上側と上ヘッド31との間と、先端部8aの下側と下ヘッド31との間とに、それぞれ吸引力の磁力が生じる。また、逆に、上ヘッド31は患者9側にN極を生じ、下ヘッド32は患者9側にS極を生じるように、各ヘッド31, 32の電磁石のコイルに通電すると、先端部8aの上側と上ヘッド31との間と、先端部8aの下側と下ヘッド31との間とに、それぞれ反発力の磁力が生じる。そして、先端部8aに作用する力、すなわち重力と上下各方向の磁力とが少なくとも1方向について（この場合は上下方向について）つり合う位置に先端部8aが位置するように、グリップ34を握ってヘッド31, 32の位置を調節する。そして、この先端部8aがつり合う状態から、前記グリップ34を握ってヘッド31, 32を動かすことにより、前記先端部8aのつり合いが維持され、このつり合いが制御されない方向に、前記グリップ34の動きに従わせて挿入部8を誘導することが可能となる。

また、第5図に示すように、先端部8aにおける磁極を周方向の例えば90°毎に反転させると共に、ヘッド31, 32にそれぞれ、患者9に対向する側にN, Sの両極が現れるように電磁石を設けても良い。そして、重力及びヘッド31, 32と先端部8aとの間の4方向の磁力がつり合う位置に先端部8aが位置するようにして、挿入部8を誘導しても良い。

また、必要に応じて、スイッチ35を操作してヘッド31, 32の極性を変更したり、各ヘッド31, 32の電磁石のコイルに対する通電をオン／オフしたり、各ヘッド31, 32の電磁石のコイルに対する電流を変えて各ヘッド31, 32による磁力を独立に調整したりして、挿入部8の誘導を制御する。

このように本実施例によれば、挿入部8の先端部8aを、この先端部8aに作用する力が少なくとも1方向についてつり合う位置に保持しながら、X, Y, Zの任意の位置に正確、確実に誘導することができる。従って、複雑に屈曲する体腔内に挿入部8を思い通りに誘導することができる。第4図に、人体の屈曲した体腔として大腸の例を示す。この図におけるA～Dの屈曲部分は、固くなっておらず、挿入部8を単に押し込んで挿入すると、腸が伸展してこの屈曲部分を越えることができず、患者が大変苦しくなる。

また、本実施例によれば、先端部8aが体腔壁に食い込むように牽引されないので、先端部8aを体腔内の深部側へ誘導し易いと共に、安全である。

また、ヘッド31, 32と先端部8aとの間にそれぞれ反発力を発生させて挿入部8を誘導することにより、ヘッド31, 32と先端部8aの間にて生体組織を強力な吸引力で挟

みこむ虞がなく安全である。

尚、ヘッド31,32から磁界を発生させる手段と先端部8aから磁界を発生させる手段は、いずれも永久磁石でも良いし電磁石でも良い。

尚、図示しないが体腔内の位置検知は、X線や超音波を用いて行う。

ところで、ヘッド31,32と先端部8aとの間にそれぞれ吸引力を発生させて、先端部8aに作用する力がつり合った状態で挿入部8を誘導する場合には、先端部8aがつり合いの位置から外れ易い。そこで、先端部8aがつり合いの位置から外れたことを検知して、先端部8aをつり合いの位置に戻すことが望ましい。例えば、第6図に示すように、先端部8a内に磁界の変化を検出するセンサを設け、このセンサの出力を出力検出部42で検出し、このセンサの出力に基づいて、コントローラ43により、各ヘッド31,32の電磁石のコイルに通電する電源44,45を制御して、各ヘッド31,32による磁力を調整して、先端部8aをつり合いの位置に保持するようにする。前記センサとしては、第7図に示すように空芯コイル47や、第8図に示すようにホール素子48等を用いることができる。尚、第7図及び第8図において、符号46は、先端構成部29等を構成する磁石である。

また、第9図に示すように、先端部8aの位置を確認するための超音波プローブ49をアーム33に取り付けも良い。この超音波プローブ49は、超音波を送受信して先端部8aの位置を計測する。そして、この超音波プローブ49によって計測された先端部8aの位置が、先端部8aに作用する力がつり合う位置となるように、ヘッド31,32の位置を調整したり、各ヘッド31,32による磁力を調整する。

また、先端部8aに超音波振動子を設け、この超音波振動子から発せられる超音波を、体外の超音波受信器で受信して先端部8aの位置を計測するようにしても良い。

また、超音波プローブ49の代りに、先端部8aの位置を計測するために先端部8aに設けられた磁石による磁界を検出するホール素子を設けても良い。

一方、ヘッド31,32と先端部8aとの間にそれぞれ反発力を発生させて、先端部8aに作用する力がつり合った状態で挿入部8を誘導する場合には、次のようにすると挿入性が向上する。すなわち、第10図に示すように、先端部8a内に、後端側に斜上方及び斜下方の向きに磁極、例えばN極が発生する磁石51を設け、上ヘッド31及び下ヘッド32には、それぞれ患者側に、斜前方の向きにN極を発生させる。そして、ヘッド31,32は、先端部8aに対して若干後方に配置する。この状態から、ヘッド31,32を前方に移動させると、先端部8aを上下方向に対してはつり合いの位置に保持したまま、反発力により前方へ進めることができる。

また、第11図に示すように、前記磁石51に代えて、後端側に斜上方の向きに磁極（例えばN極）を発生する磁

石52aと後端側に斜下方の向きに磁極（例えばN極）を発生する磁石52bとを設けても良い。

また、第12図に示すように、上ヘッド31を下ヘッド32よりも若干挿入方向の前方に配置し、先端部8aの下側の磁石53bと下ヘッド32との間に反発力を発生させ、先端部8aの上側の磁石53aと上ヘッド31との間に吸引力を発生させて、上下方向については前記2つの磁力と先端部8aに作用する重力とのつり合う位置に先端部8aを保持しながら、上ヘッド31による吸引力によって先端部8aを牽引して挿入部8を誘導するようにしても良い。

また、先端部8aの上側の磁石53aの代りに強磁性体を設けて、これと上ヘッド31の間に作用する吸引力によって先端部8aを牽引しても良い。

第1図は本発明の第2実施例におけるカプセル型内視鏡及びその制御装置を示す説明図である。

カプセル型内視鏡150は、前部及び後部が球面状に形成された円柱状のカプセル本体151を有している。このカプセル本体151の前端面の中央部には、観察窓が設けられ、この観察窓の内側に対物レンズ152が設けられている。この対物レンズ152の結像位置には、CCD153が設けられている。また、前記観察窓の周囲には、複数の照明窓が設けられ、各照明窓の内側にはLED154が設けられている。また、前記カプセル本体151内の後端側には、前記CCD153及びLED154を駆動する駆動回路156と、被検体外に配置される制御装置160との間で前記CCD153の出力信号や各種の指令信号の送受信を行う送受信部157と、カプセル型内視鏡150の各構成要素に電力を供給する電池を有する電源部158とが設けられている。また、前記カプセル本体151内の外周側には、永久磁石159が設けられている。

前記制御装置160は、前記カプセル型内視鏡150の送受信部157との間で、無線または有線で、信号の送受信を行う送受信部161と、前記送受信部161,157を介して、カプセル型内視鏡150に対して各種の指令信号を送る操作手段162と、前記送受信部161を介して入力されるCCD153の出力信号を信号処理して映像信号に変換する信号処理回路163とを備えている。そして、前記信号処理回路163からの映像信号が、TVモニター7に入力され、このTVモニター7に、カプセル型内視鏡150で撮像した被写体像が表示される。

本実施例では、第1実施例と同様に、磁力発生装置11から磁界を発生させて、この磁力発生装置11とカプセル型内視鏡150の永久磁石159との間に磁力を発生させ、上下方向についてカプセル型内視鏡150に作用する力がつり合う位置にこのカプセル型内視鏡150を保持しながら、磁力発生装置11を移動させてカプセル型内視鏡150を誘導する。

尚、前記永久磁石159として外周側が全て同じ磁極となるものを用い、上下各ヘッド31,32が患者側に発生する磁極を同じにすることにより、カプセル型内視鏡150

が回転することが防止される。

尚、カプセル本体151内に、前記対物レンズ152、CCD153、LED154等の観察に必要な要素に代えて、pHセンサや温度センサ等のセンサを設け、胃内pH、腸内pH、温度等を検出するようにしても良い。また、カプセル本体151内に、腸液等を採取するための採取手段や施薬手段を設けても良い。

その他の構成、作用及び効果は第1実施例と同様である。

尚、本発明は、上記各実施例に限定されず、例えば、挿入部の被誘導部を間に挟んで水平方向に対向する位置に複数の磁力発生部を設けても良い。

また、本発明は、内視鏡に限らずカテーテルにも適用することができる。

また、本発明は、挿入部の先端部に固体撮像素子を設けた電子内視鏡にも適用することができる。

ところで、内視鏡2の挿入部8を体腔内に挿入した後、この挿入部8を磁氣的に誘導しようとする場合、初めに挿入部8の先端部の位置が分からないことがある。そこで、挿入部8を磁氣的に誘導する前に、挿入部8の先端部の位置を確認できるようにした2つの例を、第14図ないし第17図に示す。

第14図及び第15図は第1の例に係り、第14図は内視鏡装置の全体を示す説明図、第15図は挿入部の先端部を示す断面図である。

本例では、ベッド10の下側に磁力発生装置211が設けられている。この磁力発生装置211は、水平面内で移動可能なステージ230を有し、このステージ230上に、電磁石からなる磁力発生部231と、受信用超音波振動子202とが設けられている。前記受信用超音波振動子202は、ケーブル240を介して超音波信号処理回路203に接続されている。

一方、第15図に示すように、内視鏡2の挿入部8の先端部8a内には、送信用超音波振動子201が設けられている。また、先端部本体19とフード20の少なくとも一方は、永久磁石または強磁性体で構成されている。

その他の構成は、第1実施例と同様である。

本例では、先端部8a内に設けられた送信用超音波振動子201から超音波を発信し、この超音波を、磁力発生装置211に設けられた受信用超音波振動子202で受信する。この受信用超音波振動子202を水平面内で移動させて、超音波信号処理回路203にて、受信信号のレベルが最も高い位置を検出することによって先端部8aの位置を検出する。そして、この先端部8aの位置に磁力発生部231を位置決めした後に、磁力発生部231から磁界を発生させて、挿入部8を磁氣的に誘導する。

尚、前記磁力発生装置211の代りに、第1実施例の磁力発生装置11を用いても良い。

第16図及び第17図は第2の例に係り、第16図は内視鏡装置の全体を示す説明図、第17図は挿入部の先端部を示す断面図である。

す断面図である。

本例では、ベッド10の下側に磁力発生装置211が設けられている。この磁力発生装置211は、水平面内で移動可能なステージ230を有し、このステージ230上に、電磁石からなる磁力発生部231が設けられている。

一方、第17図に示すように、内視鏡2の挿入部7の先端部8a内には、中心軸上に永久磁石220が設けられ、外周側の周方向に異なる位置に少なくとも2つの空芯コイル221、221が設けられている。この空芯コイル221、221に接続された信号線は、挿入部8内及びケーブル241を経て、位置検出装置222に接続されている。

その他の構成は、第1実施例と同様である。

本例では、磁力発生装置211の磁力発生部231から磁界を発生させ、この磁力発生部231を水平面内で移動させ、この磁力発生部231と先端部8a内の永久磁石220の位置が近接すると、空芯コイル221の中を磁束が横切るため、空芯コイル221に誘起電圧が発生し、この誘起電圧を位置検出装置222にて検出することにより、先端部8aの位置を検出することができる。すなわち、空芯コイル221に発生する誘起電圧のレベルを位置検出装置222で読むことで、磁力発生部231との相対的位置関係を知ることができる。この場合、磁力発生部231を患者9の下側を移動させ、誘起電圧のピークを捜す。このピークの位置で磁力発生部231を停止させれば、これに該当する患者の位置に、先端部8aが位置していることが分かる。そして、この先端部8aの位置に磁力発生部231を位置決めした後に、磁力発生部231から磁界を発生させて、挿入部8を磁氣的に誘導する。

尚、前記磁力発生装置211の代りに、第1実施例の磁力発生装置11を用いても良い。

ところで、内視鏡等の体腔内挿入具の挿入部の先端部に永久磁石や強磁性体を設け、体外から発生させた磁界によって挿入部を磁氣的に誘導する場合、従来は、磁極が一定の静磁界を用いていた。そのため、挿入部の先端部が磁力によって体腔内壁に押圧され、挿入部を誘導する際に摩擦力が発生し挿入部の前進を妨げていた。

そこで、挿入部の挿入性を向上できるようにした3つの例を、第18図ないし第29図に示す。

第18図ないし第25図は第1の例に係り、第18図は内視鏡装置の要部の構成を示す説明図、第19図は挿入部の先端部に設けられた永久磁石を示す斜視図、第20図は交番磁界発生時の先端部の動きを示す説明図、第21図は静磁界発生時の先端部の動きを示す説明図、第22図は電磁コイルの移動機構部を示す側面図、第23図は電磁コイルの移動機構部を示す正面図、第24図は電磁コイルの移動機構部の構成を示す説明図、第25図は第24図のE矢視図である。

本例では、第18図に示すように、内視鏡の挿入部8の先端部に、円筒状の永久磁石301が設けられている。この永久磁石301は、第19図に示すように、外周面がN極



で内周面がS極になっている。尚、逆に外周面がS極で内周面がN極でも良い。

内視鏡のその他の構成は第1実施例と同様である。

一方、体外には、電磁コイル302が設けられている。

第18図に示すように、この電磁コイル302は、AC/DC切換部303を介して、交流電源部304と直流電源部305とに接続されている。前記両電源部304,305は、出力コントロール部306によって出力が制御されるようになっている。

本例では、前記AC/DC切換部303によって、電磁コイル302に、交流電源部304からの交流電流と、直流電源部305からの直流電流とを選択的に供給できる。

前記電磁コイル302を、挿入部8の先端部に設けられた永久磁石に近付け、電磁コイル302に交流電流（1～10Hz程度）を供給すると、この電磁コイル302から交番磁界が発生される。第20図に示すように、電磁コイル302の挿入部8側の磁極がN極のときはこの電磁コイル302と永久磁石301との間に反発力が生じ、先端部は電磁コイル302から離れる方向に移動する。一方、電磁コイル302の挿入部8側の磁極がS極のときはこの電磁コイル302と永久磁石301との間に吸引力が生じ、先端部は電磁コイル302に近付く方向に移動する。従って、電磁コイル302に交流電流を供給すると、先端部が振動する。

また、前記電磁コイル302を、挿入部8の先端部に設けられた永久磁石に近付け、電磁コイル302に直流電流を供給すると、第21図に示すように、この電磁コイル302と永久磁石301との間に吸引力または反発力の磁力が生じる。そして、この磁力によって挿入部8を誘導することが可能となる。

第18図に示すように、挿入部8を屈曲した被検体、例えば大腸41に挿入する場合、大腸41の直線部では、電磁コイル302に交流電流を供給して挿入部8の先端部を振動させる。これにより、挿入部8と大腸41の内壁の間の接触抵抗が低減する。そして、この状態で、術者が挿入部8を押込み操作によって奥へ挿入する。一方、挿入部8の先端部が大腸41の屈曲部に達したら、電磁コイル302を進行方向の所定の位置に配置し、この電磁コイル302に直流電流を供給して吸引力により先端部を進行方向に湾曲させる。これにより、挿入部8の先端部が大腸41の屈曲部を通過することができる。

次に、第22図ないし第25図を用いて、前記電磁コイル302の移動機構について説明する。

第22図及び第23図に示すように、患者9が載置されるベッド10の横には、コンソール311が設けられ、このコンソール311上に、駆動アーム312が取り付けられ、この駆動アーム312の端部に電磁コイル302が取り付けられている。前記駆動アーム312は、前記コンソール311上に立設された支持部313と、この支持部313の上端部に回動自在に連結された第1の腕部314と、この第1の腕部314に回動自在に連結された第2の腕部315とで構成されてい

る。

第24図に示すように、前記支持部313は、コンソール311上に回動自在に取り付けられた軸316を有し、この軸316にはブーリー317が取り付けられている。第25図に示すように、このブーリー317にはワイヤ318が巻架され、このワイヤ318の両端は、それぞれ、ゴム人工筋319,319とコイルバネ320,320を介して、311上に固定されている。

前記軸316の上端部には、ヒンジ322を介して、第1の腕部314の軸323が回動自在に連結されている。この軸323のヒンジ322側の端部には、フランジ324が設けられている。また、前記軸323のヒンジ322とは反対側の端部には、ブーリー325が取り付けられている。このブーリー325の回転軸には、第2の腕部315の軸326が連結されている。前記ブーリー325にはワイヤ326が巻架され、このワイヤ326の両端は、それぞれ、ゴム人工筋327,327とコイルバネ328,328を介して、前記フランジ324に固定されている。

また、前記第2の腕部315の軸326のブーリー325側の端部には、フランジ331が設けられている。また、前記軸326のブーリー325とは反対側の端部には、ヒンジ332を介して電磁コイル302が回動自在に連結されている。この電磁コイル302には、前記ヒンジ332を挟んで対向する位置において、それぞれ、ゴム人工筋333,333の一端が取り付けられ、このゴム人工筋333,333の他端は、それぞれコイルバネ334,334を介して前記フランジ331に固定されている。また、支持部313,第1の腕部314,第2の腕部315の外周部は蛇腹状のカバー336で覆われている。

前記各ゴム人工筋319,327,333には、図示しない加圧用エアチューブを介して空気圧制御部及びコンプレッサが接続され、各ゴム人工筋319,327,333に加圧空気を送ることができるようになっている。各ゴム人工筋319,327,333は、加圧空気が充填されることにより収縮するようになっている。従って、ゴム人工筋319,319に送る加圧空気を制御することにより支持部313の軸316が回転し、ゴム人工筋327,327に送る加圧空気を制御することにより第2の腕部315の軸326が回動し、ゴム人工筋333,333に送る加圧空気を制御することにより電磁コイル302が回動される。このようにして、アーム312を駆動して、電磁コイル302を任意の位置に位置決めすることができる。

第26図及び第27図は挿入部の挿入性を向上できるようにした第2の例に係り、第26図は挿入部を振動させた状態を示す説明図、第27図は挿入部の先端側の方向を変換させる動作を示す説明図である。

本例では、内視鏡の挿入部8に、軸方向に沿って所定間隔毎に永久磁石341,342,343を設けている。各永久磁石は、外周側がN極で内周側がS極となっている。また、体外には、各永久磁石341,342,343に対応する電磁コイル345,346,347が設けられている。各コイル345～347には、同期回路348を介して交流電源349が接続されている。

本例では、前記交流電源349から同期回路348を介して、各コイル345～347に対して同期した交流電流を供給する。各コイル345～347は、隣接するものが互いに反対の磁極を生じるようになっている。従って、各コイル345～347に対して交流電流を供給することにより、第26図に示すように、挿入部8が波状に振動（ジグリング）する。これにより、挿入部8と大腸41等の内壁の間の接触抵抗が低減する。

尚、大腸の屈曲部等において、挿入部8の先端側の方向を変換したいときは、第27図に示すように、電磁コイル345,346にそれぞれ直流電源を接続して、コイル345と永久磁石341の間には吸引力を発生させ、コイル346と永久磁石342の間には反発力を発生させることにより、より効率良く、急角度で、挿入部8を湾曲させることができる。

第28図及び第29図は第3の例に係り、第28図はカプセル型内視鏡が大腸を通過する様子を示す説明図、第29図（a）はカプセル型内視鏡に設けられる永久磁石を示す斜視図、第29図（b）は第29図（a）の永久磁石の正面図である。

本例における内視鏡は、第2実施例と同様のカプセル型内視鏡150であり、このカプセル型内視鏡150の外周部には、リング状の永久磁石351が設けられている。この永久磁石351は、第29図に示すように、外周側の磁極が周方向の90°毎に反転している。尚、第28図において、符号352は観察窓、354は照明窓である。カプセル型内視鏡150のその他の構成は第2実施例と同様である。

また、体外には、前記カプセル型内視鏡150を磁氣的に誘導するための電磁コイル355が設けられている。

本例では、カプセル型内視鏡150を大腸41の直線部において誘導する場合には、電磁コイル355に交流電源を接続して電磁コイル355から交番磁界を発生させる。すると、カプセル型内視鏡150は、軸を中心に回転あるいは往復回転運動を行う。これにより、大腸41の内壁の間の接触抵抗が低減させながら、カプセル型内視鏡150を誘導することができる。また、大腸41の屈曲部等においてカプセル型内視鏡150の方向を交換したいときは、電磁コイル355に直流電源を接続して電磁コイル355から静磁界を発生させる。すると、この電磁コイル355とカプセル型内視鏡150との間に吸引力が発生するので、この吸引力を用いてカプセル型内視鏡150の方向を変換することができる。

#### 〔発明の効果〕

以上説明したように本発明によれば、挿入部の被誘導

部に作用する力を少なくとも1方向についてつり合わせた状態で挿入部を誘導することができるので、挿入部を磁氣的に誘導する際の誘導制御性が向上するという効果がある。

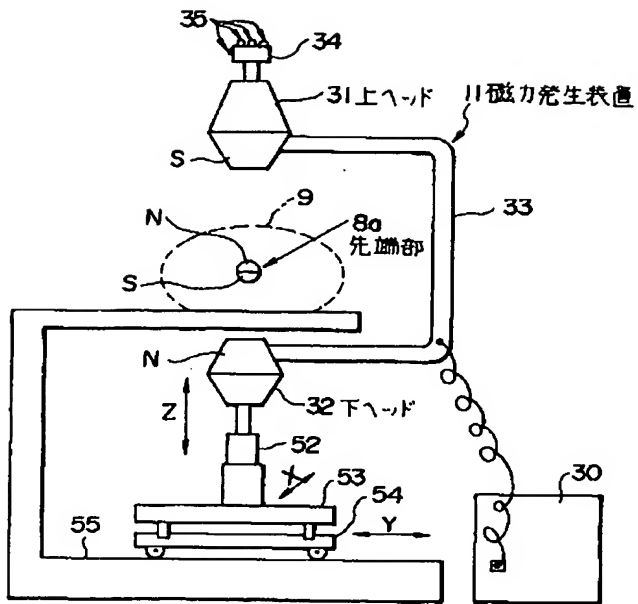
#### 〔図面の簡単な説明〕

第1図ないし第12図は本発明の第1実施例に係り、第1図は内視鏡装置の側面図、第2図は内視鏡装置の斜視図、第3図は内視鏡の挿入部の先端部を示す断面図、第4図は大腸を示す説明図、第5図は本実施例の変形例を示す説明図、第6図は挿入部の位置決め手段の構成を示すブロック図、第7図及び第8図はそれぞれ挿入部の先端部に設けられた磁界検出手段を示す説明図、第9図は挿入部の位置検出手段の構成を示す説明図、第10図は反発力によって挿入部を誘導する場合を示す説明図、第11図は反発力によって挿入部を誘導する場合の挿入部の先端部の他の例を示す説明図、第12図は反発力及び吸引力を用いて挿入部を誘導する場合を示す説明図、第13図は本発明の第2実施例におけるカプセル型内視鏡及びその制御装置を示す説明図、第14図ないし第17図は挿入部の先端部の位置を確認できるようにした2つの例に係り、第14図及び第15図は第1の例に係り、第14図は内視鏡装置の全体を示す説明図、第15図は挿入部の先端部を示す断面図、第16図及び第17図は第2の例に係り、第16図は内視鏡装置の全体を示す説明図、第17図は挿入部の先端部を示す断面図、第18図ないし第29図は挿入部の挿入性を向上できるようにした3つの例に係り、第18図ないし第25図は第1の例に係り、第18図は内視鏡装置の要部の構成を示す説明図、第19図は挿入部の先端部に設けられた永久磁石を示す斜視図、第20図は交番磁界発生時の先端部の動きを示す説明図、第21図は静磁界発生時の先端部の動きを示す説明図、第22図は電磁コイルの移動機構部を示す側面図、第23図は電磁コイルの移動機構部を示す正面図、第24図は電磁コイルの移動機構部の構成を示す説明図、第25図は第24図のE矢視図、第26図及び第27図は第2の例に係り、第26図は挿入部を振動させた状態を示す説明図、第27図は挿入部の先端側の方向を変換させる動作を示す説明図、第28図及び第29図は第3の例に係り、第28図はカプセル型内視鏡が大腸を通過する様子を示す説明図、第29図（a）はカプセル型内視鏡に設けられる永久磁石を示す斜視図、第29図（b）は第29図（a）の永久磁石の正面図である。

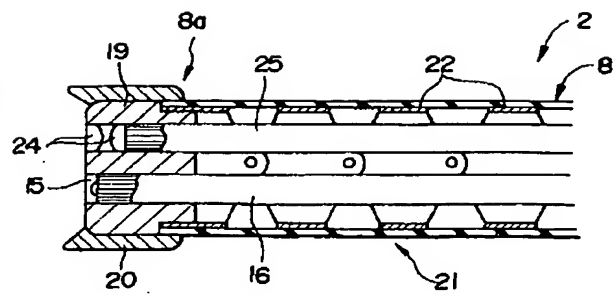
1……内視鏡装置、2……内視鏡  
8……挿入部、11……磁力発生装置  
31……上ヘッド、32……下ヘッド



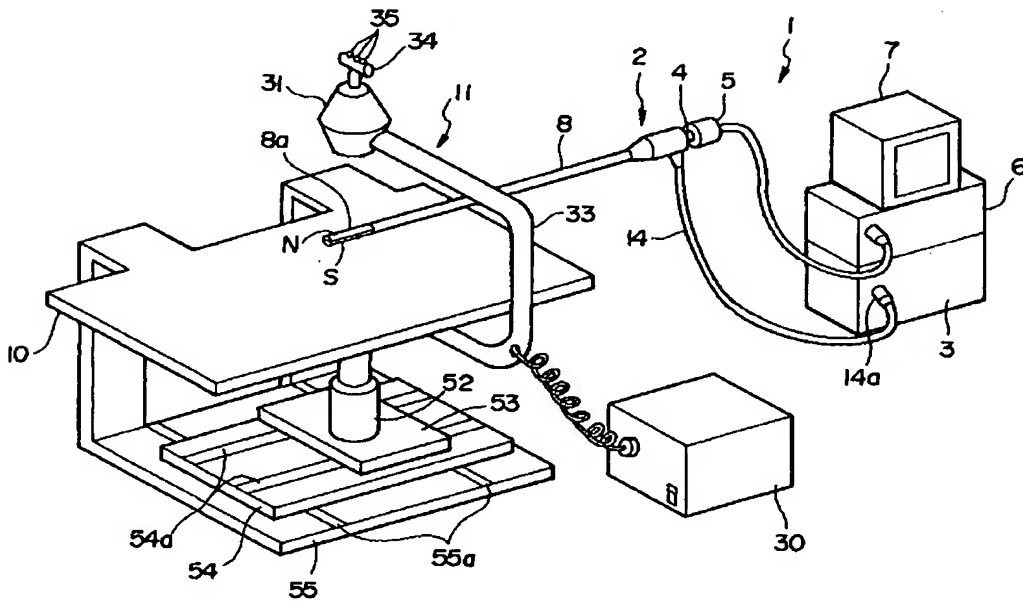
【第1図】



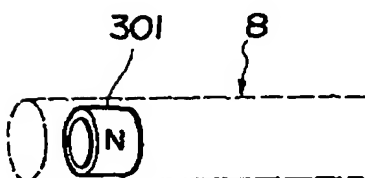
【第3図】



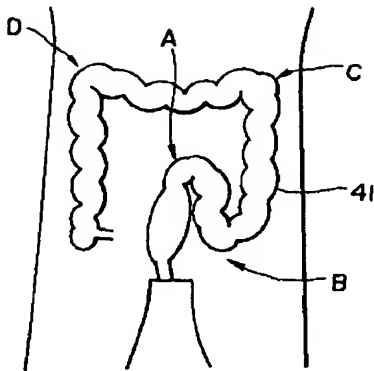
【第2図】



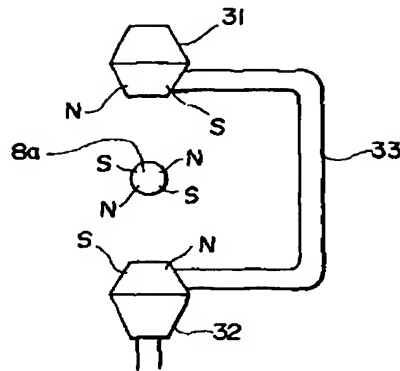
【第19図】



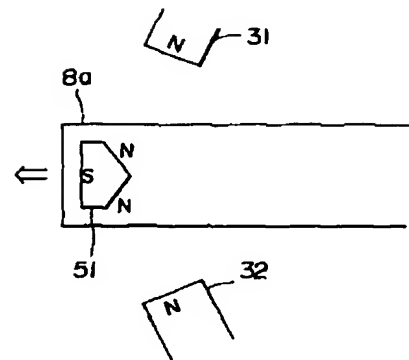
【第4図】



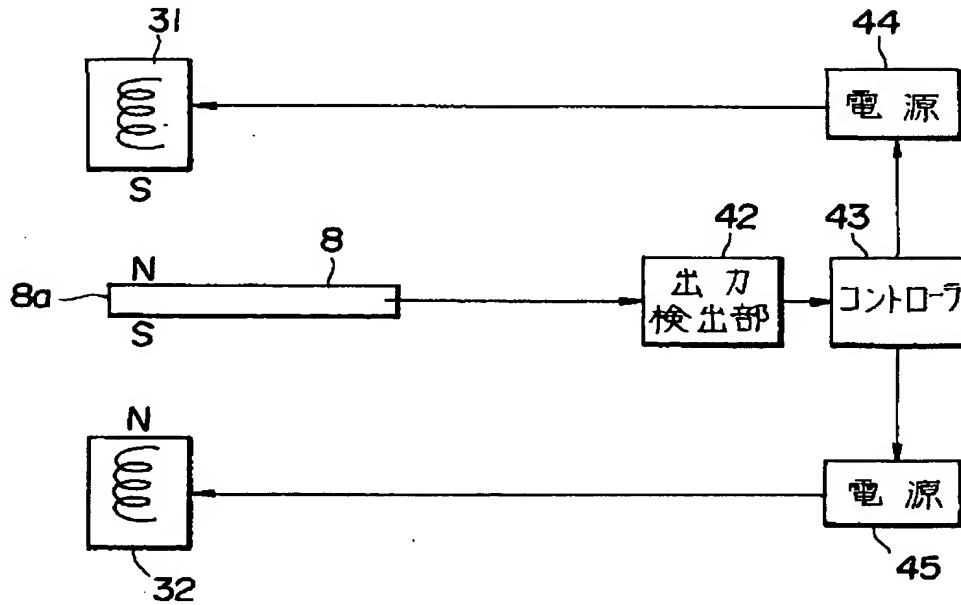
【第5図】



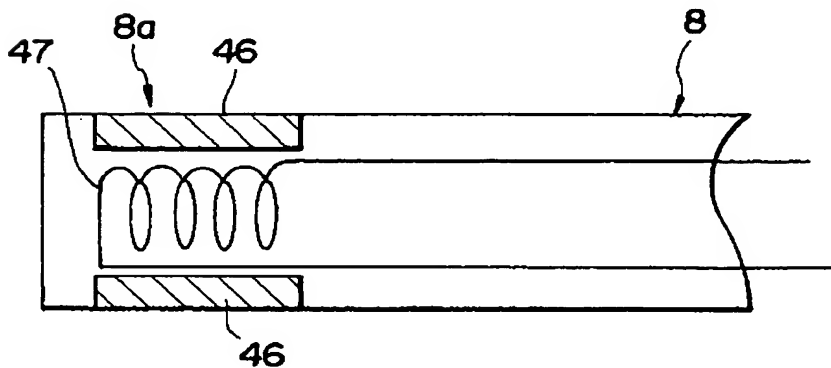
【第10図】



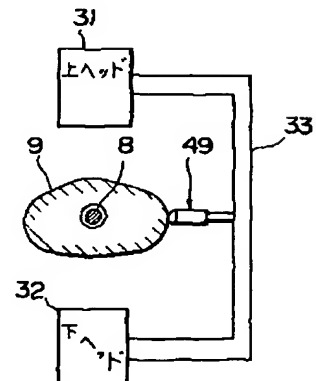
【第6図】



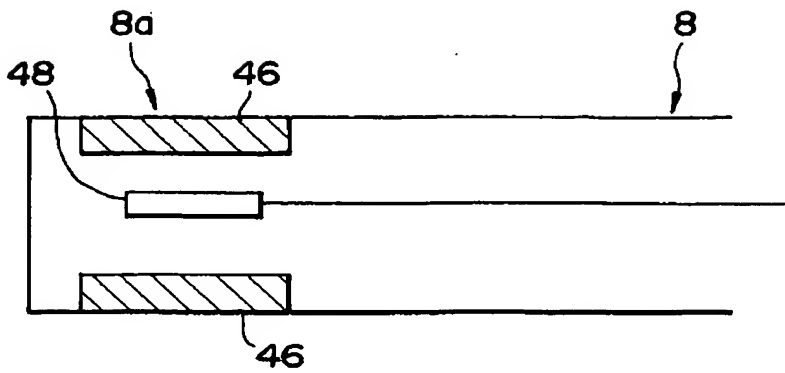
【第7図】



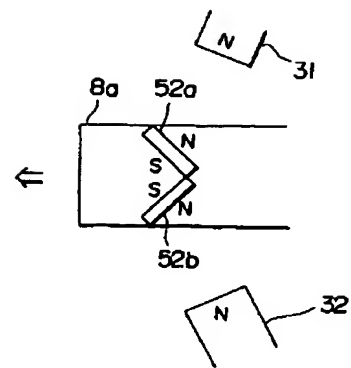
【第9図】



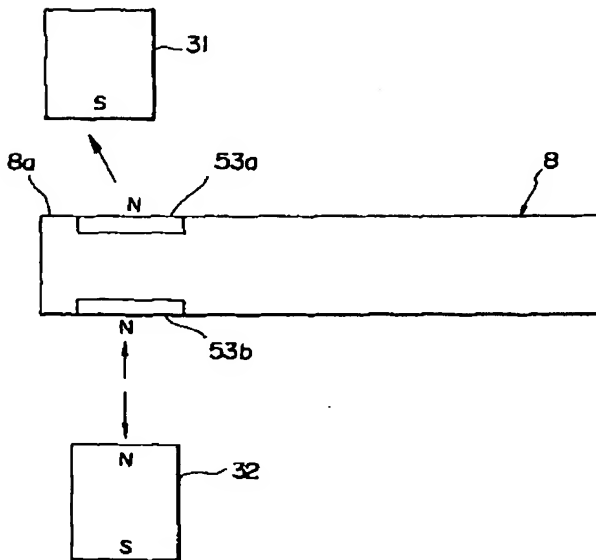
【第8図】



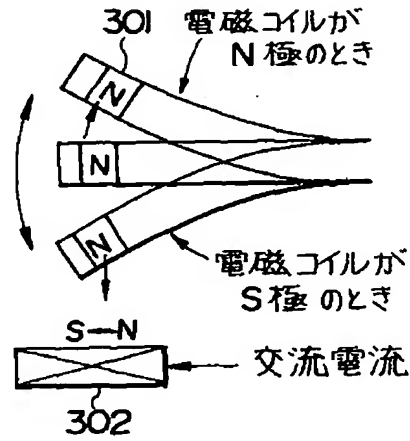
【第11図】



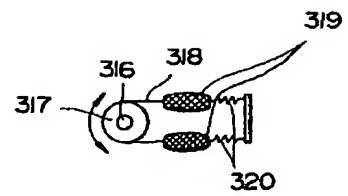
【第12図】



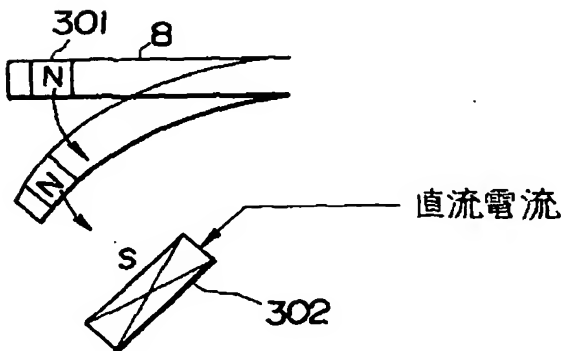
【第20図】



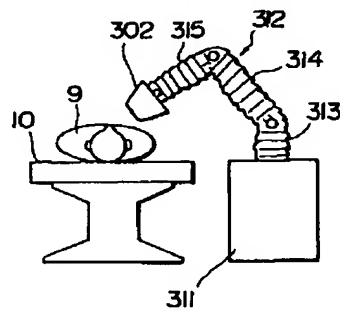
【第25図】



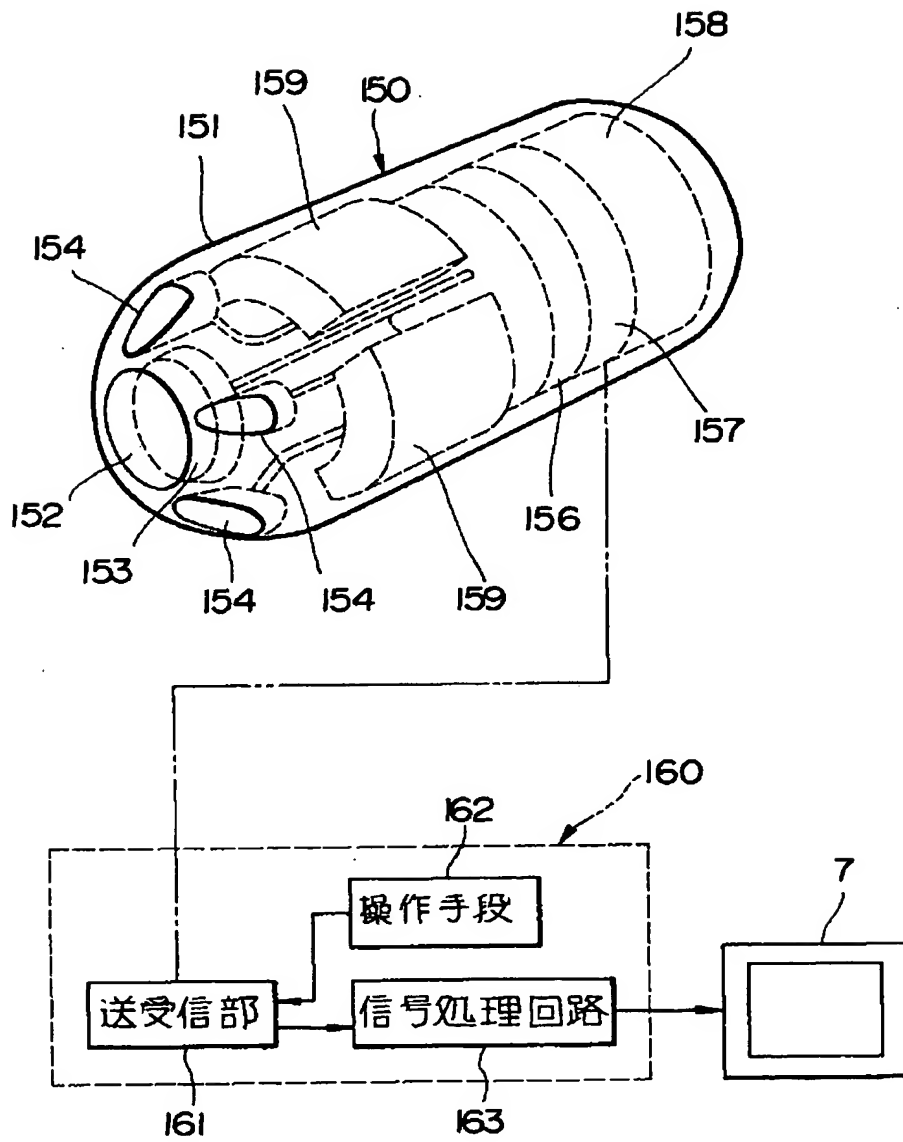
【第21図】



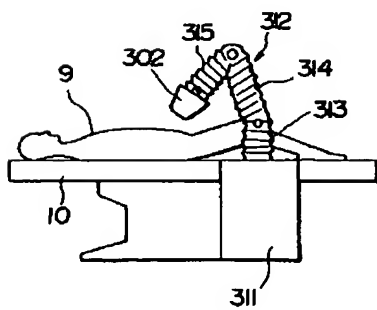
【第22図】



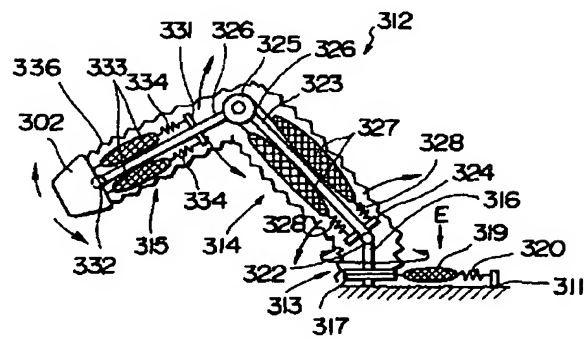
【第13図】



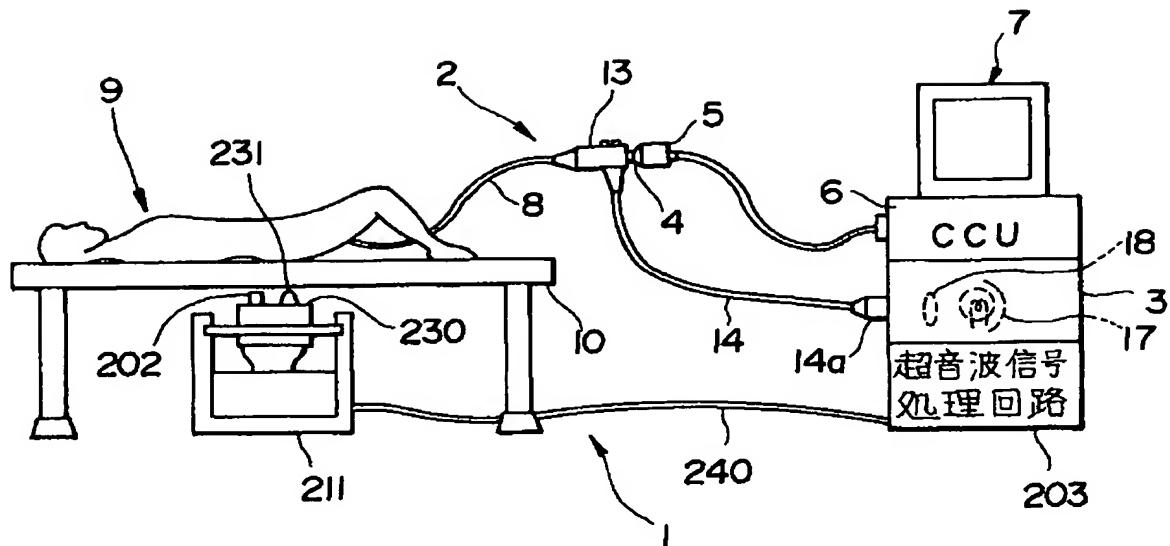
【第23図】



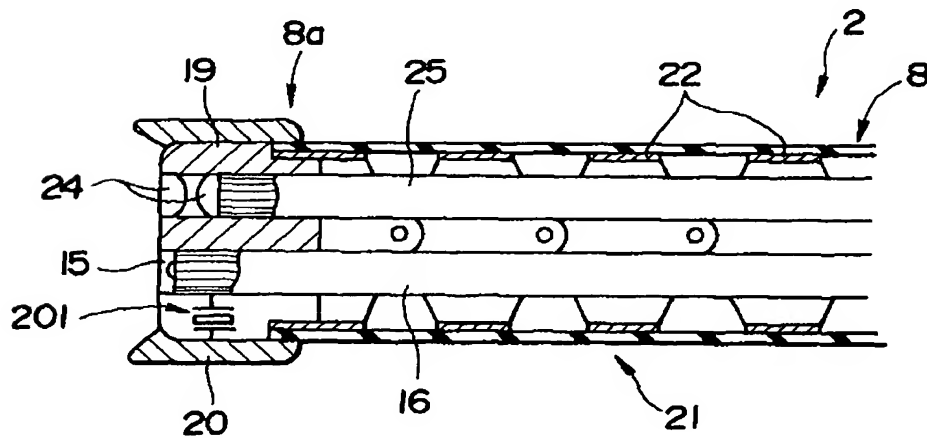
【第24図】



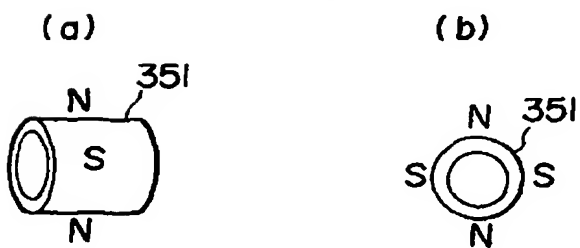
【第14図】



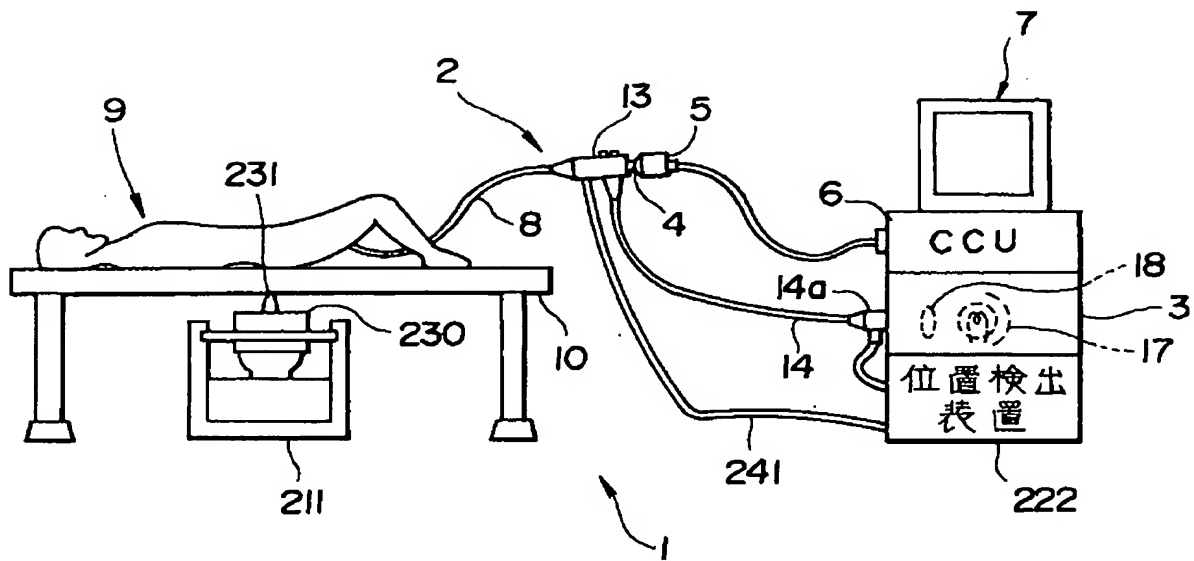
【第15図】



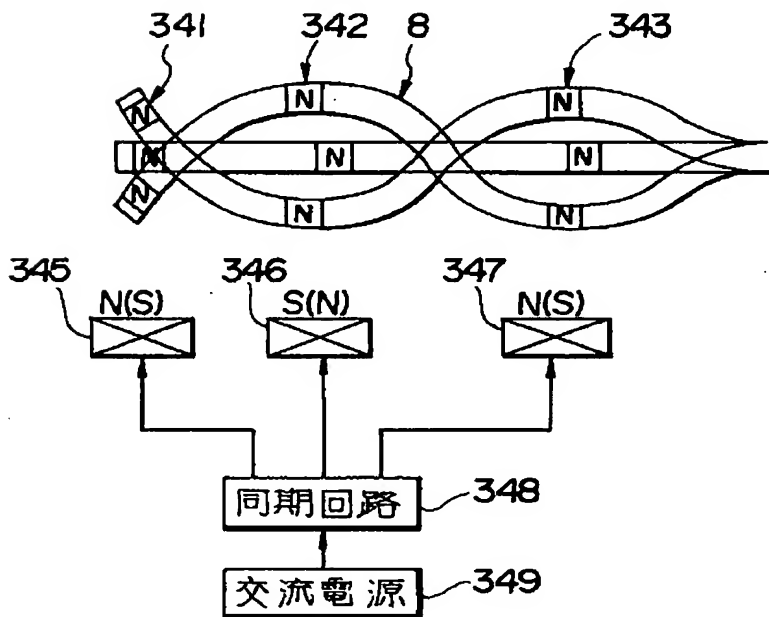
【第29図】



【第16図】

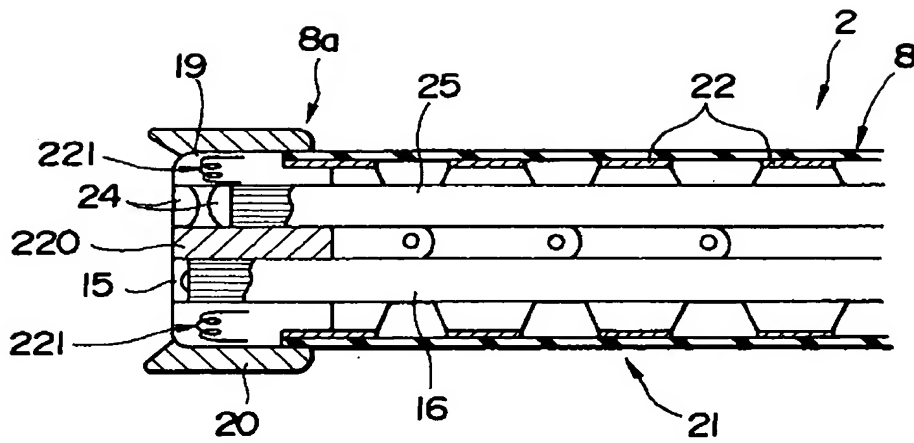


【第26図】

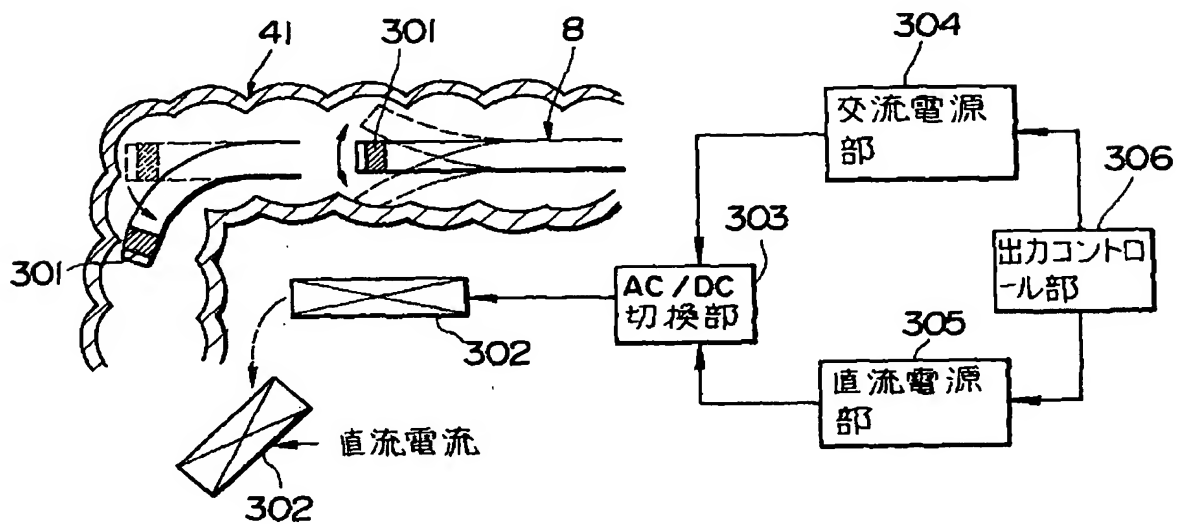




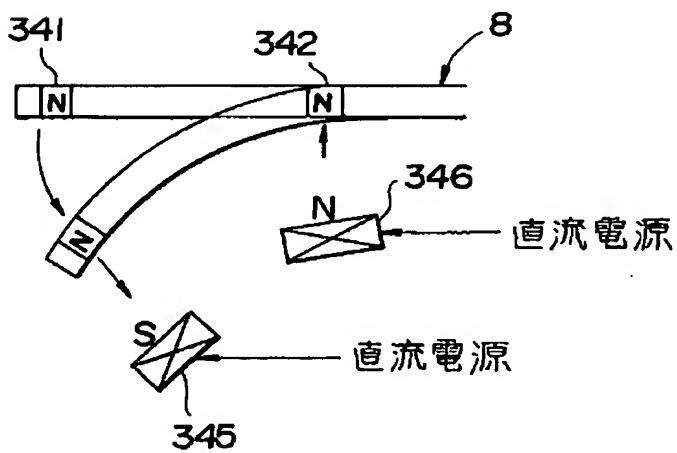
【第17図】



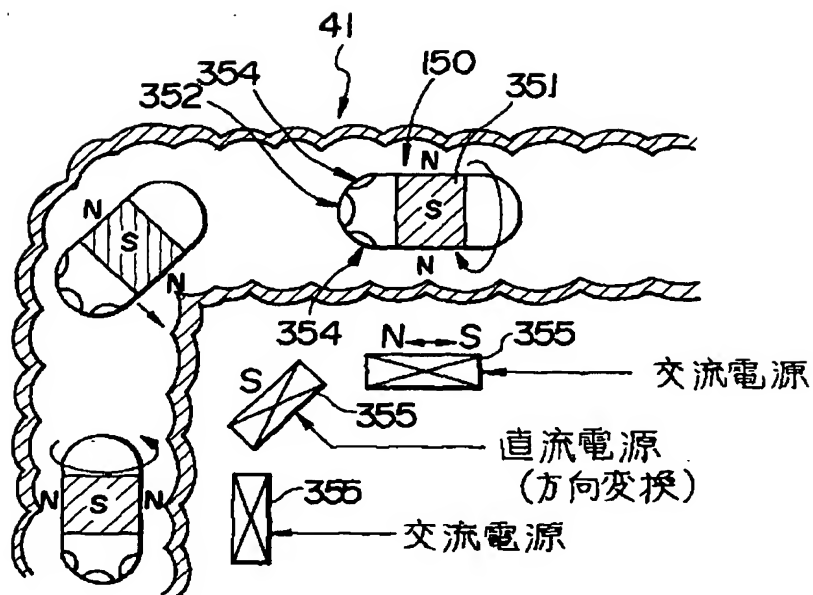
【第18図】



【第27図】



【第28図】



フロントページの続き

(72)発明者 安達 英之  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
リンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 中村 剛明  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
リンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 五反田 正一  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
リンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 林 正明  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ  
リンパス光学工業株式会社内

(56)参考文献 特開 昭55-133237 (J P, A)

(58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, D B名)  
A61B 1/00 - 1/32